



19 BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENT- UND  
MARKENAMT

12 Gebrauchsmusterschrift  
10 DE 201 08 765 U 1

51 Int. Cl.<sup>7</sup>:  
A 61 M 29/00  
A 61 F 2/06

21	Aktenzeichen:	201 08 765.0
22	Anmeldetag:	25. 5. 2001
47	Eintragungstag:	31. 10. 2001
43	Bekanntmachung im Patentblatt:	6. 12. 2001

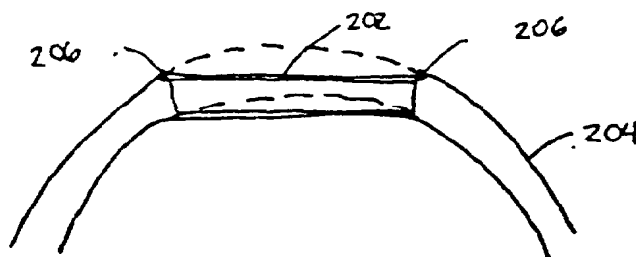
DE 201 08 765 U 1

73 Inhaber:  
Medinol Ltd., Tel Aviv, IL

74 Vertreter:  
Patent- und Rechtsanwälte Bardehle, Pagenberg,  
Dost, Altenburg, Geissler, Isenbruck, 81679  
München

54 In Längsrichtung flexibler Stent

57 Stent zum Offenhalten eines Blutgefäßes, umfassend:  
einen ersten eine Schlaufe enthaltenden Bereich (301e),  
wobei der erste eine Schlaufe enthaltende Bereich im All-  
gemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet ist, wobei  
die Schlaufen in dem ersten eine Schlaufe enthaltenden  
Bereich einer ersten Frequenz auftreten;  
einen zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereich (301o),  
wobei der zweite eine Schlaufe enthaltende Bereich im  
Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet ist, wo-  
bei die Schlaufen in dem zweiten eine Schlaufe enthalten-  
den Bereich ebenfalls mit der ersten Frequenz auftreten;  
und einen dritten eine Schlaufe enthaltenden Bereich  
(513, 516, 519, 522, 525, 528), wobei die Schlaufen in dem  
dritten eine Schlaufe enthaltenden Bereich mit einer zwei-  
ten Frequenz auftreten, die höher ist als die erste - Fre-  
quenz, angeordnet in dem im Allgemeinen in Umfangs-  
richtung verlaufenden Raum zwischen den ersten und  
zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereichen, und alter-  
nierend verbunden mit den ersten und zweiten eine  
Schlaufe enthaltenden Bereichen.



DE 201 08 765 U 1

DE 201 06 765 U1

US-Patent Nr. 5,733,303 von Israel et al. („'303“), welches ausdrücklich durch Bezugnahme aufgenommen wird, zeigt einen einzigartigen, aus einer Röhre gebildeten Stent mit einer gemusterten Form, welcher erste und zweite Meandermuster aufweist mit Achsen, die sich in ersten und zweiten Richtungen erstrecken.

5 Die zweiten Meandermuster sind mit den ersten Meandermustern verschlungen, um flexible Zellen zu bilden. Stents wie diese sind sehr flexibel in ihrem unexpandierten Zustand, so dass sie leicht in gewundene Lumen hinuntergeführt werden können. Nach Expansion gewährleisten diese Stents exzellente radiale Stützung, Stabilität und Bedeckung der Gefäßwand. Diese Stents sind außerdem an-

10 passungsfähig derart, dass sie sich der Form der Gefäßwand während der Implantation anpassen.

Ein Merkmal von Stents mit einer zellularen Gitterstruktur wie dieser ist jedoch, dass sie nach Expansion eine begrenzte Flexibilität in Längsrichtung haben, was

15 in besonderen Anwendungen ein Nachteil sein kann. Diese begrenzte Flexibilität in Längsrichtung kann am Ende des Stents und entlang des Stents Spannungspunkte verursachen. Herkömmliche Gitter-Stents wie der in US-Patent 4,733,665 gezeigte, kann einfach keine Flexibilität in Längsrichtung aufweisen, wie in Fig. 1, einem schematischen Diagramm eines herkömmlichen Stents 202 in einem ge-

20 bogenen Gefäß 204, dargestellt ist.

Um einen Stent zu implantieren, kann dieser durch einen Ballonkatheter zum gewünschten Ort befördert werden, wenn der Stent in einem unexpandierten Zustand ist. Der Ballonkatheter wird dann aufgeblasen, um den Stent zu expandieren, wodurch der Stent in Plazierung befestigt wird. Aufgrund der hohen Aufblas-

25 drücke des Ballons – bis zu 20 atm – bewirkt der Ballon, dass das gebogene Gefäß 204 und sogar dass ein in Längsrichtung flexibler Stent gerade wird, wenn er aufgeblasen wird. Wenn der Stent aufgrund der Konfiguration seines Gitters nach der Expansion relativ fest ist oder wird, dann bleibt oder neigt der Stent in derselben

30 oder im wesentlichen in derselben Form zu bleiben nach der Deflation des Ballons. Die Arterie versucht jedoch zurückzukehren zu ihrer natürlichen Biegung

(angezeigt durch gestrichelte Linien) in Fig. 1 mit Bezug auf einen herkömmlichen Gitter-Stent. Die Fehlanpassung zwischen der natürlichen Biegung der Arterie und dem mit einem Stent gerade ausgerichteten Bereich der Arterie kann Spannungskonzentrationspunkte 206 an den Enden des Stents hervorrufen, und Spannung entlang der gesamten Stentlänge. Das Herzgefäßsystem kann zusätzliche Spannung auf Stents auferlegen, da das Herzgefäßsystem mit jedem Herzschlag sich um relativ erhebliche Beträge bewegt. Zum Zwecke der Illustration ist die Differenz zwischen der Biegung des Gefäßes und dem gerade ausgerichteten Stent in Fig. 1 übertrieben worden.

10

US-Patent Nr. 5,807,404 von Richter, welches ausdrücklich durch Referenz mit-  
einbezogen wird, zeigt einen weiteren Stent, welcher besonders geeignet ist zur  
Implantation in gebogenen Arterienbereichen oder Mündungsbereichen. Dieser  
Stent kann angrenzend an das Ende des Stents Bereiche mit einer größeren Bie-  
gungsflexibilität beinhalten als die verbleibende axiale Länge des Stents. Während  
diese Modifikation am Ende des Stents die Spannung an den Endpunkten lindert,  
beseitigt sie nicht die Spannung entlang der gesamten Länge des Stents.

15

Verschiedene Stents sind bekannt, die nach Expansion Flexibilität in Längsrich-  
tung beibehalten. Z.B. zeigen US-Patent Nrn. 4,886,062 und 5,133,732 von Wik-  
tor („die Wiktor '062 und '732 Patente“) verschiedene aus Draht gebildete Stents,  
wobei der Draht ursprünglich in ein Band von Zick-Zacks, welche Serpentin-  
muster bilden, geformt wird, und dann das Zick-Zack-Band in einen helischen  
Stent gewickelt wird. Die Stents werden expandiert durch eine innere Kraft, z.B.  
durch Aufblasen eines Ballons.

20

Die gewickelten Zick-Zack-Stents, die in Fig. 1 bis 6 der Wiktor '062- und '732-  
Patente dargestellt sind, sind sowohl in expandiertem als auch in unexpandiertem  
Zustand in Längsrichtung flexibel, so dass sie leicht in gewundene Lumen hinun-  
tergeführt werden können, und so dass sie relativ eng in Übereinstimmung sind zu  
der Nachgiebigkeit des Gefäßes nach dem Einsatz. Während diese Stents flexibel

30

sind, weisen sie außerdem nach Expansion eine relativ instabile Stützung auf. Weiter lassen diese Stents große Bereiche der Gefäßwand unbedeckt zurück, wobei zugelassen wird, dass Gewebe und Plaque in das Lumen des Gefäßes einfallen.

5

Deshalb ist es wünschenswert einen Stent zu haben, welcher vor Expansion Flexibilität in Längsrichtung aufweist, so dass er leicht in gewundene Lumen hinuntergeführt werden kann, und Flexibilität in Längsrichtung nach Expansion, so dass er der natürlichen Flexibilität und Biegung des Gefäßes entgegenkommen kann, währenddessen er immer noch eine kontinuierliche stabile Bedeckung der Gefäßwand vorsieht, die in das Lumen sackende Gewebe auf ein Minimum reduzieren wird.

10

### **Zusammenfassung der Erfindung**

15

Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung sehen einen Stent vor, der vor Expansion longitudinal flexibel ist, so dass er leicht in gewundene Gefäße hinuntergeführt werden kann und nach Expansion longitudinal flexibel bleibt, so dass er jegliche Spannungspunkte im Wesentlichen beseitigen wird durch Entgegenkommen mit der Flexibilität des Gefäßes und Annehmen der natürlichen Biegung des Gefäßes. Ausführungen der vorliegenden Erfindung sehen ebenfalls einen Stent vor, der nach Zuführung longitudinal flexibel ist, so dass er sich während der Zyklen des Herzschlages biegt, um zyklische Spannung an den Enden des Stents und entlang des Stents zu reduzieren. Bei einigen Ausführungsformen ist die Spannung, die während solchen Biegungen erfahren wird, unterhalb der elastischen Grenze des Materials, und damit ist eine sehr hohe Anzahl an Biegungen ohne Ermüdung möglich.

20

25

Zusätzlich sehen Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung einen Stent vor mit einem geschlossenen Zellmuster, so dass er gute Bedeckung und Stützung für die Gefäßwand nach Expansion vorsieht.

30

Ein Stent gemäß der Erfindung behält die longitudinale Flexibilität bei, die mit dem zellularen '303-Stent in seinem unexpandierten Zustand assoziiert sind, und weist eine erhöhte longitudinale Flexibilität in dem expandierten Zustand auf. Der Stent gewährleistet dies ohne einem Opfer an Abstützung - d. h. eine Bedeckung der Gefäßwand - oder radialer Stützung.

### Kurze Beschreibung der Zeichnungen

- 10 Fig. 1 zeigt ein schematisches Diagramm eines herkömmlichen unbiegsamen Stents, eingesetzt in einem gebogenen Lumen;  
Fig. 2 zeigt ein schematisches Diagramm eines Stents der vorliegenden Erfindung, eingesetzt in einem gebogenen Lumen;  
Fig. 3 zeigt ein Muster für einen Stent, hergestellt in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung;  
15 Fig. 4 zeigt eine vergrößerte Ansicht einer Zelle des Musters von Fig. 3;  
Fig. 5 zeigt ein Muster für einen Stent, hergestellt in Übereinstimmung mit der vorliegenden Erfindung;  
Fig. 6 zeigt eine vergrößerte Ansicht einer Zelle des Musters von Fig. 5;  
20 Fig. 11 zeigt ein Muster für einen Stent, der gemäß den Prinzipien der Erfindung konstruiert wurde, welcher entlang seiner Länge eine variable Geometrie aufweist;  
Fig. 14 zeigt die Verlängerung eines Bereichs eines horizontalen Meandermusters, gebaut gemäß den Prinzipien der Erfindung.

25

### Detaillierte Beschreibung der Erfindung

- Fig. 2 zeigt ein schematisches Diagramm eines in Längsrichtung flexiblen Stents 208 der vorliegenden Erfindung. Der Stent 208 kann zu einem gebogenen Gefäß 210 durch einen Ballonkatheder zugeführt und in der Arterie durch Aufblasen des

Ballons implantiert werden. Wie oben beschrieben verursacht der Ballon, dass die Arterie beim Aufblasen des Ballons gerade wird. Bei der Deflation des Ballons nimmt der Stent 208 jedoch die natürliche Biegung des Gefäßes 210 an, da er nach der Expansion in Längsrichtung flexibel ist und bleibt. Dies reduziert jegliche potentielle Spannungspunkte an den Enden des Stents und entlang der Länge des Stents. Da der Stent nach der Expansion in Längsrichtung flexibel ist, wird der Stent weiter in Längsrichtung mit dem Gefäß nachgeben während der durch den Herzschlag verursachten Zyklen. Dies reduziert außerdem jegliche zyklische Spannung an den Enden des Stents und entlang der Länge des Stents.

10

Fig. 3 zeigt ein Muster eines Stents gemäß der vorliegenden Erfindung. Dieses Muster kann aus bekannten Materialien konstruiert werden, wie z.B. rostfreier Stahl, aber er ist besonders dazu geeignet, aus NiTi konstruiert zu werden. Das Muster kann dadurch gebildet werden, dass eine flache Platte aus NiTi in das gezeigte Muster geätzt wird. Die flache Platte wird in einen Stent geformt durch Rollen der geätzten Platte in die Form einer Röhre und durch zusammenschweißen der Kanten der Platte, um einen röhrenförmigen Stent zu bilden. Die Einzelheiten dieser Methode einen Stent zu bilden, welche gewisse Vorteile aufweist, sind in US-Patent Nrn. 5,836,964 und 5,997,973 offenbart, welche hiermit ausdrücklich durch Bezugnahme einbezogen werden. Andere in Fachkreisen bekannte Methoden, wie Laserschneiden einer Röhre oder Ätzen einer Röhre, können ebenfalls verwendet werden, um einen Stent zu konstruieren, welcher die vorliegende Erfindung verwendet. Nach Bildung der Form einer Röhre wird der NiTi-Stent wärmebehandelt wie in Fachkreisen bekannt, um Nutzen aus den Shape-Memory-Eigenschaften von NiTi und seiner Superelastizität zu ziehen.

25

Das Muster 300 wird gebildet aus einer Vielzahl von zwei orthogonalen Meandermustern, wobei diese Muster miteinander verschlungen sind. Der Begriff „Meandermuster“ wird hierin verwendet, um ein periodisches Muster um eine Mittellinie zu beschreiben, und „orthogonales Meandermuster“ sind Muster, dessen Mittellinie orthogonal zueinander sind.

30

Ein Meandermuster 301 ist eine vertikale Sinuskurve mit einer vertikalen Mittellinie 302. Es wird erkannt werden, dass dies keine perfekte Sinuskurve ist, sondern nur eine Annäherung daran. Daher bezieht sich der Begriff Sinuskurve wie  
5 hierin verwendet auf ein periodisches Muster, welches symmetrisch positiv und negativ um eine Achse variiert; es muss keine exakte Sinusfunktion sein. Ein Meandermuster 301 hat zwei Schleifen 304 und 306 pro Periode, wobei Schleifen 304 nach rechts öffnen, während die Schleifen 306 nach links öffnen. Schleifen 304 und 306 teilen gemeinsame Elemente 308 und 310, wobei Element 308  
10 eine Schleife 304 mit ihrer folgenden Schleife 306 verbindet, und Element 308 eine Schleife 306 mit ihrer folgenden Schleife 304 verbindet. Die vertikale Sinuskurve des Meandermusters 301 weist eine erste Frequenz auf.

Ein Meandermuster 312 (zwei von diesen sind zur Bezugnahme schattiert worden) ist ein horizontales Muster mit einer horizontalen Mittellinie 314. Ein horizontales Meandermuster 312 weist ebenfalls mit 316, 318, 320, 322 indizierte Schleifen auf, und zwischen den Schleifen einer Periode ist ein mit 324 indizierter Bereich. Auf eine andere Weise betrachtet sind diese Schleifen Teil einer vertikalen Sinuskurve 303, welche eine höhere Frequenz aufweist als die des Meandermusters 301. Die vertikalen Sinuskurven 301 alternieren mit den vertikalen Sinuskurven 303. Die vertikalen Sinuskurven 303 weisen eine zweite Frequenz auf, die höher ist als die erste Frequenz der vertikalen Meandermuster, d. h. der Sinuskurven 301.  
20

Das vertikale Meandermuster 301 ist in ungeraden und geraden (o und e) Versionen vorgesehen, welche  $180^\circ$  außer Phase zueinander sind. So liegt jeder nach links öffnenden Schleife 306 des Meandermusters 301o eine nach rechts öffnende Schleife 304 des Meandermusters 301e gegenüber, und einer nach rechts öffnenden Schleife 304 des Meandermusters 301o liegt einer nach links öffnenden  
30 Schleife 306 des Meandermusters 301e gegenüber.



Das horizontale Meandermuster 312 ist ebenfalls in ungeraden und geraden Formen vorgesehen. Die geraden Bereiche 324 des horizontalen Meandermusters 312e kreuzen mit jedem dritten gemeinsamen Element 310 des geraden vertikalen Meandermusters 301e. Die geraden Bereiche 324 des horizontalen Meandermusters 312o kreuzen ebenfalls mit jedem dritten gemeinsamen Element 310 des ungeraden vertikalen Meandermusters 301. Betrachtet als Sinuskurven 303 sind die alternierenden Sinuskurven 303 intermittierend an die Meandermuster 301 gekoppelt. Zwischen den Punkten 315 und 317, wo das vertikale Muster 303 an das vertikale Muster 301e gekoppelt ist, sind z. B. zwei Schlaufen 306 und eine Schlaufe 304 des vertikalen Musters 301e, und drei Schlaufen 319 und zwei Schlaufen 321 des vertikalen Musters 303. Dies entspricht zwei Zyklen des Musters 301e und drei Zyklen des Musters 303. Ähnlich sind zwischen zwei Kopplungspunkten zwischen dem vertikalen Muster 301o und dem vertikalen Muster 303 zwei Schlaufen 304 und eine Schlaufe 306, die wiederum zwei Zyklen herstellen. Es wird drei Schlaufen 321 und zwei Schlaufen 319 geben, die wiederum gleich den drei Zyklen des Musters 303 sind.

Bei der Expansion des Stents öffnen sich die Schlaufen des vertikalen Meandermusters 301 in vertikaler Richtung. Dies verursacht, dass sie sich in horizontaler Richtung verkürzen. Die Schlaufen im horizontalen Meandermuster 312 öffnen sich sowohl in vertikaler Richtung als auch in horizontaler Richtung, wobei die Verkürzung der Schlaufen der vertikalen Meandermuster kompensiert wird.

Es soll darauf hingewiesen werden, dass das horizontale Meandermuster 312, welche die Schlaufen des vertikalen Musters 303 sind, in der vorliegenden Erfindung bei einem selbstexpandierenden Stent in besonders effektiver Weise eine Verkürzung vermeidet. Ein aus einer Shape-Memory-Legierung gebildeter selbstexpandierender Stent muss zur Zuführung von einer expandierten Position zu einer zusammengedrückten Position zusammengedrückt werden. Wegen der Konfiguration der Schlaufen 319 und 321 des horizontalen Meandermusters 312 schrumpft natürlich, wie in Fig. 7 gezeigt, die Länge 606 des horizontalen Mean-

dermusters (Breite des vertikalen Musters 330), wenn der Stent von einer expandierten Position 602 zu einer zusammengedrückten Position 604 zusammengedrückt wird. Wenn sich der Stent ausdehnt, verlängern sich folglich die Schlaufen 319 und 321 und kompensieren die Verkürzung der vertikalen Meandermuster 301e und 301o während die vertikalen Meandermuster 301e und 301o sich expandieren. Im Gegensatz wird ein horizontales Meandermuster mit solchen Formen wie N-Formen natürlich nicht longitudinal schrumpfen wenn es von einer expandierten Position 608 auf eine zusammengedrückte Position 610 zusammengedrückt wird, wie in Fig. 14 dargestellt.

10

Ein Stent, welcher aus dem Muster von Fig. 3 gebildet ist und hergestellt aus Ni-Ti, ist besonders gut geeignet zur Verwendung in der Arterie der Halsschlagader oder anderen Lumen, die einem äußeren Druck unterliegen. Ein Grund ist, dass er rückprallfähig ist, da der Stent aus NiTi gebildet ist, was eine wünschenswerte Eigenschaft für Stents ist, die in der Arterie der Halsschlagader platziert sind. Der andere Grund ist, dass der Stent nach Fig. 3 eine exzellente Abstützung bietet, welche in der Arterie der Halsschlagader besonders wichtig ist. Die Abstützung ist besonders wichtig in der Arterie der Halsschlagader, da losgerissene Partikel in der Arterie Embolien bewirken und einen Schlaganfall hervorrufen können.

20

Fig. 4 ist eine vergrößerte Ansicht einer flexiblen Zelle 500 des Musters nach Fig. 3. Jede flexible Zelle 500 beinhaltet: ein erstes Element 501 mit einem ersten Ende 502 und einem zweiten Ende 503; ein zweites Element 504 mit einem ersten Ende 505 und einem zweiten Ende 506; ein drittes Element 507 mit einem ersten Ende 508 und einem zweiten Ende 509; und ein viertes Element 510 mit einem ersten Ende 511 und einem zweiten Ende 512. Das erste Ende 502 des ersten Elements 501 ist mit dem ersten Ende 505 des zweiten Elements 504 durch ein erstes gebogenes Element 535 verbunden, um eine erste Schlaufe 550 zu bilden, das zweite Ende 506 des zweiten Elements 504 ist mit dem zweiten Ende 509 des dritten Elements 508 durch ein zweites gebogenes Element 536 verbunden, und das erste Ende 508 des dritten Elements 507 ist mit dem ersten Ende 511 des

vierten Elements 510 durch ein drittes gebogenes Element 537 verbunden, um eine zweite Schlaufe 531 zu bilden. Die erste Schlaufe 530 definiert einen ersten Winkel 543. Die zweite Schlaufe 531 definiert einen zweiten Winkel 544. Jede Zelle 500 beinhaltet außerdem ein fünftes Element 513 mit einem ersten Ende 514  
5 und einem zweiten Ende 515; ein sechstes Element 516 mit einem ersten Ende 517 und einem zweiten Ende 518; ein siebtes Element 519 mit einem ersten Ende 520 und einem zweiten Ende 521; ein achttes Element 522 mit einem ersten Ende 523 und einem zweiten Ende 524; ein neuntes Element 525 mit einem ersten Ende 526 und einem zweiten Ende 527; und ein zehntes Element mit einem ersten Ende  
10 529 und einem zweiten Ende 530. Das erste Ende 514 des fünften Elements 513 ist mit dem zweiten Ende 503 des ersten Elements 501 an zweiten Verbindungspunkten 542 verbunden, das zweite Ende 515 des fünften Elements 513 ist mit dem zweiten Ende 518 des sechsten Elements durch ein gebogenes Element 539 verbunden, um eine dritte Schlaufe 532 zu bilden, das erste Ende 517 des sechsten  
15 Elements 516 ist mit dem ersten Ende 520 des siebten Elements 519 durch ein fünftes gebogenes Element 548 verbunden, das zweite Ende 521 des siebten Elements 519 ist mit dem zweiten Ende 524 des achten Elements 522 an einem dritten Verbindungspunkt 540 verbunden, um eine vierte Schlaufe 533 zu bilden, das erste Ende 523 des achten Elements 522 ist mit dem ersten Ende 526 des neunten  
20 Elements 525 durch ein sechstes gebogenes Element 549 verbunden, das zweite Ende 526 des neunten Elements 525 ist mit dem zweiten Ende 530 des zehnten Elements 528 durch ein siebtes gebogenes Element 541 verbunden, um eine fünfte Schlaufe 534 zu bilden, und das erste Ende 529 des zehnten Elements 528 ist mit dem zweiten Ende 512 des vierten Elements 510 verbunden. Die dritte Schlaufe  
25 532 definiert einen dritten Winkel 545. Die vierte Schlaufe 533 definiert einen vierten Winkel 546. Die fünfte Schlaufe 534 definiert einen fünften Winkel 547.

In der in Fig. 4 gezeigten Ausführungsform haben das erste Element 501, das dritte Element 507, das sechste Element 516, das achte Element 522 und das  
30 zehnte Element 528 im wesentlichen dieselbe Winkelausrichtung gegenüber der longitudinalen Achse des Stents, und das zweite Element 504, das vierte Element

510, das fünfte Element 513, das siebte Element 519, und das neunte Element 512 haben im wesentlichen dieselbe Winkelausrichtung gegenüber der longitudinalen Achse des Stents. In der in Fig. 4 gezeigten Ausführungsform sind die Längen der ersten, zweiten, dritten und vierten Elemente 501, 504, 507, 510 im wesentlichen  
5 gleich. Die Längen der fünften, sechsten, siebten, achten, neunten und zehnten Elemente 513, 516, 519, 522, 525, 528 sind ebenfalls im wesentlichen gleich. Andere Ausführungsformen wo die Längen der individuellen Elemente maßgeschneidert sind für besondere Anwendungen, Konstruktionsmaterialien oder Zuführungsmethoden sind ebenfalls möglich und können für diese zu bevorzugen sein. Es  
10 kann gesehen werden, dass jede Zelle zwei Zyklen des vertikalen Musters mit der geringeren Frequenz beinhaltet und drei Zyklen des vertikalen Musters mit der höheren Frequenz.

Die ersten, zweiten, dritten und vierten Elemente 501, 504, 507, 510 können eine  
15 Breite aufweisen, die größer ist als die Breite der fünften, sechsten, siebten, achten, neunten und zehnten Elemente 513, 516, 519, 522, 525, 528 in dieser Zelle. Die verschiedenen Breiten der ersten, zweiten, dritten und vierten Elemente und der fünften, sechsten, siebten, achten, neunten und zehnten Elemente in Bezug zueinander tragen bei zu der gesamten Flexibilität und dem Widerstand gegenüber  
20 radialer Kompression der Zelle. Die Breiten der verschiedenen Elemente können für spezielle Anwendungen maßgeschneidert werden. Z. B. kann das Verhältnis der Breiten ungefähr 50 % - 70 % sein. Die fünften, sechsten, siebten, achten, neunten und zehnten Elemente können vorwiegend optimiert werden, um vorwiegend Flexibilität in Längsrichtung vor und nach Expansion zu ermöglichen, wäh-  
25 rend die ersten, zweiten, dritten und vierten Elemente vorwiegend optimiert sind, um ausreichenden Widerstand gegenüber radialer Kompression zu ermöglichen, um ein Gefäß offen zu halten. Obgleich besondere Elemente optimiert sind, um vorwiegend ein gewünschtes Merkmal zu ermöglichen, kooperieren alle Bereiche der Zelle interaktiv und tragen zu den Charakteristika des Stents bei.

Fig. 5 und 6 zeigen ein Muster und eine vergrößerte Ansicht einer Zelle einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, welche speziell angepaßt ist für einen aus rostfreiem Stahl hergestellten Stent. Das Muster ist ähnlich den Mustern von Fig. 3 und 4, und die selben Bezugszeichen werden verwendet, um die im  
5 allgemeinen entsprechenden Teile zu indizieren.

Die Ausführungsformen von Fig. 3 und 5 können ebenfalls betrachtet werden, als wären sie hergestellt aus vertikalen Sinuskurvenmustern oder vertikalen eine  
10 Schlaufen enthaltende Bereiche mit einer hohen Frequenz und einer niedrige Frequenz, welche im Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet sind, und welche periodisch miteinander verbunden sind. Damit gibt es einen ersten eine Schlaufe enthaltenden Bereich mit bei einer ersten Frequenz auftretenden Schlaufen, die sich entlang der Linie 301 erstrecken, und einen zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereich mit bei der ersten Frequenz auftretenden Schlaufen, die sich  
15 entlang der Linie 302 erstrecken. Ein dritter eine Schlaufe enthaltender Bereich 303, der sich entlang der Linie 305 erstreckt, weist bei einer zweiten Frequenz auftretende Schlaufen auf, die höher ist als die erste Frequenz. Er ist angeordnet zwischen den ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltende Bereiche und ist alternierend verbunden mit den ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltende Bereiche.  
20 Bei der dargestellten Ausführungsform steht die hohe Frequenz zu der niedrigen Frequenz in einem Verhältnis 3/2. Wie oben erwähnt haben die eine Schlaufe enthaltenden Bereiche mit höherer Frequenz eine geringere Breite. Die relativen Breiten können so ausgewählt werden, dass die hochfrequenten Elemente auf den selben Durchmesser wie die niedriger frequenten Elemente faltbar sind. Ein Stent  
25 gemäß Anspruch 4, wobei die höher frequenten Elemente eine verbesserte Flexibilität aufweisen.

Weiter resultieren die hochfrequenten vertikalen Muster mit geringerer Breite in Elemente, die eine geringere maximale Spannung aufweisen. Wenn der Stent expandiert ist, ist die niedrigere maximale Spannung insbesondere unterhalb der  
30 maximalen Spannung ohne nicht-elastische Deformation für das Material des

- Stents. Bei dieser Ausführungsform, in der der Stent aus rostfreiem Stahl hergestellt ist, ist die niedrigere maximale Verformung ungefähr unterhalb 0,5 % sogar für eine 150°-Biegung wie eine Finite-Elemente-Analyse bestätigt. Auf der anderen Seite weist ein Stent des '303-Typs für ein gleiches Ausmaß an Biegung eine maximale Verformung von 8 % auf. Damit bedeutet die erhöhte Flexibilität des Stents der vorliegenden Erfindung, dass, zusätzlich zu einer besseren Anpassung an gebogene Lumen, er sich mit jedem Schlag des Herzens biegen wird. Die Verformung während des Herzschlages geschieht 8.000.000 Mal jedes Jahr und kann nicht viel über der elastischen Grenze sein, ohne dass der Stent bricht. Da die Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung die Verformung unter der Grenze halten, bedeutet das, dass der Stent der vorliegenden Erfindung sich mit dem Lumen für viele Jahre ohne Bruch verbiegen kann wenn das Herz schlägt.
- Weiter sind bei dieser Ausführungsform der Erfindung beispielsweise die zweiten Schlaufen 531 stärker hergestellt durch Verkürzung der dritten und vierten Elemente 507, 510. Dies hilft zu gewährleisten, dass die zweiten Schlaufen nicht "ausschweifen" während der Zuführung des Stents durch eine gewundene Anatomie. Dieses "Ausschweifen" ist kein Problem bei NiTi-Stents, welche während der Zuführung mit einer Hülse bedeckt sind.
- Weiter kann die Länge der Elemente in dieser Ausführungsform kürzer sein als die Länge der entsprechenden Elemente in der in den Fig. 3 und 4 dargestellten Ausführungsformen. Typischerweise kann das Ausmaß der Verformung, die bei einem selbst-expandierenden NiTi-Stent zugelassen ist, um 10 % sein. Bei einem Stent aus rostfreiem Stahl kann das Ausmaß der Verformung, die während der plastischen Deformation zulässig ist, welche z. B. während der Expansion stattfindet, typischerweise 20 % oder mehr sein. Um es daher aus NiTi hergestellten Stents und aus rostfreiem Stahl hergestellten Stents zu erleichtern, sich auf vergleichbare Durchmesser zu expandieren, können die Elemente des NiTi-Stents länger sein, als die Elemente des Stents aus rostfreiem Stahl.

Bei den besonderen oben beschriebenen Ausführungsformen ist der Stent im Wesentlichen einheitlich über seine gesamte Länge. Andere Anwendungen, wo Abschnitte des Stents angepasst sind, um verschiedene Charakteristika vorzusehen, sind jedoch ebenfalls möglich. Wie in Fig. 11 gezeigt, kann z. B. ein Band aus Zellen 850 ausgelegt sein, um verschiedene Flexibilitätscharakteristika vorzusehen oder verschiedene radiale Kompressionscharakteristika als die verbleibenden Zellenbänder durch Veränderung der Breiten und Längen der Elemente, aus dem das Band hergestellt ist. Oder der Stent kann angepasst sein, um erhöhten Zugang zu einem Seitenzweig-Lumen vorzusehen durch Vorsehen wenigster einer Zelle 852, die im Ausmaß größer ist als die verbleibenden Zellen, oder durch Vorsehen eines gesamten Bandes aus Zellen 854, welche im Ausmaß größer sind als die anderen Zellenbänder. Man beachte, dass die Zellen 854 gebildet werden durch einen erste einen Schlaufe enthaltenden Bereich 856, welcher im Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet ist, wobei die Schlaufen in dem ersten eine Schlaufe enthaltenden Bereich 856 mit einer ersten Frequenz auftreten; ein zweiter eine Schlaufe enthaltender Bereich 858, der ebenfalls im Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet ist, wobei die Schlaufen in dem zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereich 858 ebenfalls mit der ersten Frequenz auftreten; und dritte eine Schlaufe enthaltende Bereiche 860, welche im Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet sind. Die Schlaufen in den dritten eine Schlaufe enthaltenden Bereiche 860 treten bei einer zweiten Frequenz auf, die höher ist als die erste Frequenz, und sind zwischen ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereichen angeordnet und alternierend verbunden mit den ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereiche.

Oder der Stent kann ausgelegt sein, um sich auf verschiedene Durchmesser zu expandieren entlang der Länge des Stents. Nach der Bildung des Stents kann der Stent außerdem behandelt werden durch Überziehen des Stents mit einer Medizin, Plattieren des Stents mit einem schützenden Material, Plattieren des Stents mit

einem strahlendurchlässigen Material oder Bedecken des Stents mit einem Material.

Was beschrieben ist, ist daher ein longitudinal flexibler Stent, der eine geschlossene Zellstruktur verwendet, um eine ausgezeichnete Bedeckung der Gefäßwand vorzusehen. Die hier beschriebenen allgemeinen Konzepte können verwendet werden, um Stents mit Konfigurationen zu bilden, die anders sind als die hierin beschriebenen besonderen Ausführungsformen. Z. B. können die allgemeinen Konzepte verwendet werden um verzweigte Stents zu bilden. Es wird von Fachleuten anerkannt werden, dass die vorliegende Erfindung nicht begrenzt ist auf das, was besonders gezeigt und oben beschrieben wurde. Vielmehr ist der Umfang der vorliegenden Erfindung definiert durch die Ansprüche, welche folgen.



201 08 765.0  
Medinol Ltd.

30. Juli 2001  
K 35946 GBM AI/Pts/rd

### **Ansprüche:**

1. Stent zum Offenhalten eines Blutgefäßes, umfassend:
  - 5 einen ersten eine Schlaufe enthaltenden Bereich (301e), wobei der erste eine Schlaufe enthaltende Bereich im Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet ist, wobei die Schlaufen in dem ersten eine Schlaufe enthaltenden Bereich einer ersten Frequenz auftreten;
  - 10 einen zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereich (301o), wobei der zweite eine Schlaufe enthaltende Bereich im Allgemeinen in der Umfangsrichtung angeordnet ist, wobei die Schlaufen in dem zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereich ebenfalls mit der ersten Frequenz auftreten;
  - und einen dritten eine Schlaufe enthaltenden Bereich (513, 516, 519, 522, 525, 528), wobei die Schlaufen in dem dritten eine Schlaufe enthaltenden Bereich mit einer zweiten Frequenz auftreten, die höher ist als die erste Frequenz, angeordnet in dem im Allgemeinen in Umfangsrichtung verlaufenden Raum zwischen den ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereichen, und alternierend verbunden mit den ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereichen.
- 20 2. Stent gemäß Anspruch 1, wobei die ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereiche relativ angepasst sind, um radiale Stützung zu ermöglichen, und der dritte eine Schlaufe enthaltene Bereich relativ angepasst ist, um longitudinale Flexibilität zu ermöglichen.
- 25 3. Stent gemäß Anspruch 1 oder 2, wobei die ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereiche breitere Streben (501, 504, 507, 510) aufweisen als der dritte eine Schlaufe enthaltende Bereich (513, 516, 519, 522, 525, 528).

4. Stent gemäß Anspruch 1, 2 oder 3, wobei die ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereiche zwei Schlaufen (530, 531) aufweisen für alle drei Schlaufen (532, 533, 534) des dritten eine Schlaufe enthaltenden Bereichs.
- 5
5. Stent gemäß Anspruch 3 oder 4, wobei die relativen Breiten der Streben derart sind, dass, wenn der Stent zusammengedrückt ist zur Einführung in ein Lumen eines Blutgefäßes, wobei der dritte eine Schlaufe enthaltende Bereich auf im Wesentlichen denselben Durchmesser wie die ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereiche zusammendrückbar ist.
- 10
6. Stent gemäß irgendeinem der Ansprüche 1-5, wobei die höher frequenten Elemente verbesserte Flexibilität vorsehen.
- 15
7. Stent gemäß Anspruch 6, wobei die höher frequenten Elemente beim Biegen eine geringere maximale Verformung haben des expandierten Stents innerhalb eines Blutgefäßes verursacht durch ein Pulsieren von Blut.
- 20
8. Stent gemäß Anspruch 7, wobei die maximale Verformung des expandierten Stents innerhalb eines Blutgefäßes verursacht durch ein Pulsieren von Blut unterhalb der Verformung ist, die eine nicht-elastische Deformation für das Material des Stents verursachen würde.
- 25
9. Stent gemäß Anspruch 8, wobei der Stent aus rostfreiem Stahl hergestellt ist, und wobei die maximale Verformung ungefähr unterhalb 0,5 % ist.
- 10.
- 30
10. Stent gemäß irgendeinem der Ansprüche 4-9, wobei die ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereiche (301e, 301o) zueinander 180° außer Phase sind.

11. Stent gemäß irgendeinem der Ansprüche 4-10, wobei die ersten und zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereiche (301e, 301o) verbunden sind mit den dritten eine Schlaufe enthaltenden Bereiche (513, 516, 519, 522, 525, 528) derart, um eine Vielzahl von Zellen (500) zu bilden, von denen jede zwei Schlaufen (530, 531) eine der ersten oder zweiten eine Schlaufe enthaltenden Bereiche und drei Schlaufen (532, 533, 534) des dritten eine Schlaufe enthaltenden Bereichs beinhaltet.
12. Stent gemäß irgendeinem der Ansprüche 1-8 oder 10-11, wobei der Stent aus rostfreiem Stahl hergestellt ist.
13. Stent gemäß Anspruch 1 oder 2, wobei im Wesentlichen jede Zelle (500) in dem Stent die selbe Fläche einschließt.
14. Stent gemäß Anspruch 1 oder 2, wobei die Zelle so angeordnet ist, dass, wenn expandiert, eine Länge der Zelle entlang eines Umfangs des Stents länger ist als eine Länge einer Zelle entlang der longitudinalen Achse des Stents.
15. Stent gemäß Anspruch 1 oder 2, wobei der Stent aus NiTi hergestellt ist.
16. Stent gemäß Anspruch 12, wobei eine Zelle des Stents symmetrisch ist um eine Linie, die parallel ist zu einer longitudinalen Achse des Stents.
17. Stent zum Aufweiten eines Gefäßes in einem menschlichen Körper, umfassend:  
eine Vielzahl von ersten Bändern (301e, 301) in Umfangsrichtung, beinhaltend ein Muster von Schlaufen mit einer ersten Frequenz;  
eine Vielzahl von zweiten Bändern in Umfangsrichtung, beinhaltend ein Muster von Schlaufen (532, 533, 534) mit einer zweiten Frequenz, die höher ist als die erste Frequenz, abwechselnd mit den ersten Bändern in Um-

fangsrichtung, und periodisch daran angekoppelt dazu, um Zellen zu bilden.

18. Stent gemäß Anspruch 17, wobei die ersten Bänder in Umfangsrichtung,  
5 die ein Muster von Schlaufen beinhalten, umfassen  
gerade erste Bänder (301e) in Umfangsrichtung, beinhaltend ein Muster  
von Schlaufen (530, 531); und  
ungerade erste Bänder (301o) in Umfangsrichtung, beinhaltend ein Muster  
von Schlaufen (530, 531), welche um 180° außer Phase sind mit den  
10 Schlaufen der geraden ersten Bänder in Umfangsrichtung, wobei ein ungerades  
Band in Umfangsrichtung zwischen jeden zweiten geraden ersten  
Bändern in Umfangsrichtung auftritt.
19. Stent gemäß Anspruch 18, wobei jede Zelle (500) zwei Schlaufen (530,  
15 531) eines der Vielzahl von ersten Bändern in Umfangsrichtung und drei  
Schlaufen (532, 533, 534) eines der Vielzahl von zweiten Bändern in Umfangsrichtung  
beinhaltet.
20. Stent gemäß Anspruch 18, wobei jede Zelle (500) eine Anzahl von Schlaufen  
20 des ersten Bandes in Umfangsrichtung, entsprechend zwei Zyklen der  
ersten Frequenz, und eine Anzahl von Schlaufen des zweiten Bandes in  
Umfangsrichtung, entsprechend drei Zyklen der zweiten Frequenz, beinhaltet.
21. Stent gemäß Anspruch 18, wobei die ersten Bänder in Umfangsrichtung  
25 Schlaufen aufweisen, die breiter sind als die Schlaufen in den zweiten  
Bändern in Umfangsrichtung.
22. Stent gemäß Anspruch 21, wobei die relativen Breiten der Schlaufen derart  
30 sind, dass wenn der Stent für die Einführung in ein Lumen eines Blutgefäßes  
zusammengedrückt ist die Schlaufen der zweiten Bänder in Umfangs-

richtung zusammendrückbar sind auf im Wesentlichen den selben Durchmesser wie die Schlaufen der ersten Bänder in Umfangsrichtung.

23. Stent gemäß Anspruch 21, wobei die höhere Frequenz der Schlaufen (532, 533, 534) in den zweiten Bändern in Umfangsrichtung eine verbesserte Flexibilität vorsehen.
24. Stent gemäß Anspruch 23, wobei die Elemente in den höher frequenten Schlaufen (532, 533, 534) beim Biegen eine geringere maximale Verformung aufweisen.
25. Stent gemäß Anspruch 24, wobei die maximale Verformung des expandierten Stents innerhalb eines Blutgefäßes verursacht durch ein Pulsieren von Blut unterhalb der maximalen Verformung ohne nicht-elastische Deformation für das Material des Stents ist.
26. Stent gemäß Anspruch 25, wobei der Stent aus rostfreiem Stahl hergestellt ist, und die geringere maximale Verformung unterhalb ungefähr 0,5 % ist.
27. Stent gemäß Anspruch 18, wobei die ersten Bänder in Umfangsrichtung Schlaufen aufweisen, die zwei Zyklen pro Periode bilden.
28. Stent gemäß Anspruch 18, wobei die zweiten Bänder in Umfangsrichtung Schlaufen aufweisen, die drei Zyklen pro Periode bilden.
29. Ein expandierbarer Stent umfassend eine Vielzahl von eingeschlossenen flexiblen Räumen, wobei jeder der Vielzahl von eingeschlossenen flexiblen Räumen beinhaltet:
- a) ein erstes Element (501) mit einem ersten Ende (502) und einem zweiten Ende (503);

- b) ein zweites Element (504) mit einem ersten Ende (505) und einem zweiten Ende (506);
- c) ein drittes Element (507) mit einem ersten Ende (508) und einem zweiten Ende (509);
- 5 d) ein viertes Element (510) mit einem ersten Ende (511) und einem zweiten Ende (512); wobei das erste Ende (502) des ersten Elements mit dem ersten Ende (505) des zweiten Elements in Verbindung steht, das zweite Ende (506) des zweiten Elements mit dem zweiten Ende (509) des dritten Elements in Verbindung steht, und das erste Ende (508) des dritten Elements mit dem ersten Ende des vierten Elements (511) in Verbindung steht;
- 10 e) wobei das erste Element und das zweite Element mit dem gebogenen Abschnitt (535) an ihren Enden eine erste Schlaufe (530) bilden;
- f) wobei das dritte und das vierte Element mit dem gebogenen Abschnitt (537) an ihren Enden eine zweite Schlaufe (531) bilden;
- 15 g) ein fünftes Element (513) mit einem ersten Ende (514) und einem zweiten Ende (515);
- h) ein sechstes Element (516) mit einem ersten Ende (517) und einem zweiten Ende (518);
- i) ein siebtes Element (519) mit einem ersten Ende (520) und einem zweiten Ende (521);
- 20 j) ein achttes Element (522) mit einem ersten Ende (523) und einem zweiten Ende (524);
- k) ein neuntes Element (525) mit einem ersten Ende (526) und einem zweiten Ende (527); und
- 25 l) ein zehntes Element (528) mit einem ersten Ende (529) und einem zweiten Ende (530), wobei das erste Ende (514) des fünften Elements mit dem zweiten Ende des ersten Elements (503) gekoppelt ist, das zweite Ende (515) des fünften Elements mit dem zweiten Ende (518) des sechsten Elements in Verbindung steht, das erste Ende (516) des sechsten Elements mit dem ersten Ende (519) des siebten Elements in Verbindung steht, das
- 30 zweite Ende des siebten Elements (521) mit dem zweiten Ende des achten

- Elements (524) in Verbindung steht, das erste Ende (523) des achten Elements mit dem ersten Ende (526) des neunten Elements in Verbindung steht, das zweite Ende (527) des neunten Elements mit dem zweiten Ende (530) des zehnten Elements in Verbindung steht, und das erste Ende (529) des zehnten Elements mit dem zweiten Ende (512) des vierten Elements gekoppelt ist;
- 5
- m) wobei das fünfte Element und das sechste Element mit dem gebogenen Abschnitt (539) an ihren Enden eine dritte Schlaufe bilden;
- n) wobei das siebte Element und das achte Element mit dem gebogenen Abschnitt (540) an ihren Enden eine vierte Schlaufe bilden; und
- 10
- o) das neunte Element und das zehnte Element mit dem gebogenen Abschnitt an ihren Enden eine fünfte Schlaufe bilden.
30. Stent gemäß Anspruch 29, wobei das erste Element (501), das dritte Element (507), das sechste Element (516), das achte Element (522) und das zehnte Element (528) im Wesentlichen die gleiche Winkelausrichtung aufweisen gegenüber der longitudinalen Achse des Stents, und das zweite Element (504), das vierte Element (510), das fünfte Element (513), das siebte Element (519) und das neunte Element (525) im Wesentlichen die gleiche Winkelausrichtung aufweisen gegenüber der longitudinalen Achse des Stents.
- 15
- 20
31. Stent gemäß Anspruch 29, wobei die ersten (501), zweiten (504), dritten (507) und vierten Elemente (510) in wenigstens einem der Vielzahl von Räumen eine Breite aufweist, die größer ist als die Breite des fünften, sechsten, siebten, achten, neunten und zehnten Elements in diesem Raum.
- 25
32. Stent gemäß Anspruch 31, wobei die relativen Breiten der fünften, sechsten, siebten, achten, neunten und zehnten Elemente in Bezug zu den ersten (501), zweiten (504), dritten (507) und vierten Elemente (510) derart ist, dass wenn der Stent zur Einführung in ein Lumen eines Blutgefäßes zu-
- 30

sammengedrückt ist, die fünften (513), sechsten (516), siebten (519), achten (522), neunten (525) und zehnten Elemente (528) zusammendrückbar sind auf im Wesentlichen die selbe Größe wie die ersten (501), zweiten (504), dritten (507) und vierten Elemente (510).

- 5
33. Stent gemäß Anspruch 32, wobei die fünften (513), sechsten (516), siebten (519), achten (522), neunten (525) und zehnten Elemente (528) eine verbesserte Flexibilität vorsehen.
- 10 34. Stent gemäß Anspruch 33, wobei die fünften (513), sechsten (516), siebten (519), achten (522), neunten (525) und zehnten Elemente (528) beim Biegen eine geringere maximale Verformung aufweisen.
- 15 35. Stent gemäß Anspruch 34, wobei die geringere maximale Verformung unterhalb der maximalen Verformung ohne nicht-elastische Deformation für das Material des Stents ist.
36. Stent gemäß Anspruch 35, wobei der Stent aus rostfreiem Stahl hergestellt ist, und die geringere maximale Verformung unterhalb ungefähr 0,5 % ist.
- 20 37. Stent gemäß Anspruch 29, wobei ein wesentlicher Bereich jedes der Elemente im Wesentlichen gerade ist.
38. Stent gemäß Anspruch 29, wobei die Elemente Metall umfassen.
- 25 39. Stent gemäß Anspruch 38, wobei das Metall ausgewählt ist aus der Gruppe bestehend aus rostfreiem Stahl und Nitinol.
40. Stent gemäß Anspruch 29, wobei die ersten (501), zweiten (504), dritten (507) und vierten Elemente (510) und die fünften (513), sechsten (516),
- 30



siebten (519), achten (522), neunten (525) und zehnten Elemente (528) vorgesehen sind mit verschiedenen Flexibilitäten in Bezug zueinander.

- 5 41. Stent gemäß Anspruch 40, wobei die fünften (513), sechsten (516), siebten (519), achten (522), neunten (525) und zehnten Elemente (528) flexibler sind als die ersten, zweiten, dritten und vierten Elemente.
- 10 42. Stent gemäß Anspruch 40, wobei wenigstens ein Bereich wenigstens einer der fünften (513), sechsten (516), siebten (519), achten (522), neunten (525) und zehnten Elemente (528) vorgesehen ist mit wenigstens einem Abschnitt der flexibler ist als wenigstens ein Bereich von wenigstens einem der ersten (501), zweiten (504), dritten (507) und vierten Elemente (510).
- 15 43. Stent gemäß Anspruch 29, wobei die ersten (501), zweiten (504), dritten (507) und vierten Elemente (510) und die fünften (513), sechsten (516), siebten (519), achten (522), neunten (525) und zehnten Elemente (528) vorgesehen sind mit verschiedenen Widerständen gegenüber radialer Kompression in Bezug zueinander.
- 20 44. Stent gemäß Anspruch 43, wobei die ersten (501), zweiten (504), dritten (507) und vierten Elemente (510) einen größeren Widerstand gegenüber radialer Kompression aufweisen, als die fünften (513), sechsten (516), siebten (519), achten (522), neunten (525) und zehnten Elemente (528).
- 25 45. Stent gemäß Anspruch 43, wobei die fünften (513), sechsten (516), siebten (519), achten (522), neunten (525) und zehnten Elemente (528) einen größeren Widerstand gegenüber radialer Kompression aufweisen als die ersten (501), zweiten (504), dritten (507) und vierten Elemente (510).

30

46. Stent gemäß Anspruch 29, wobei wenigstens ein Abschnitt von wenigstens einem der ersten (501), zweiten (504), dritten (507) und vierten Elemente (510) und wenigstens ein Abschnitt von wenigstens einem der fünften (513), sechsten (516), siebten (519), achten (522), neunten (525) und zehnten Elemente (528) vorgesehen sind mit verschiedenen Widerständen gegenüber radialer Kompression in Bezug zueinander.
47. Stent gemäß Anspruch 46, wobei wenigstens ein Abschnitt von wenigstens einer der Vielzahl von ersten (501), zweiten (504), dritten (507) und vierten Elemente (510) vorgesehen ist mit wenigstens einem Abschnitt, der einen größeren Widerstand gegenüber radialer Kompression aufweist als wenigstens ein Abschnitt von wenigstens einem der fünften (513), sechsten (516), siebten (519), achten (522), neunten (525) und zehnten Elemente (528).
48. Stent gemäß Anspruch 46, wobei wenigstens ein Abschnitt von wenigstens einem der fünften (513), sechsten (516), siebten (519), achten (522), neunten (525) und zehnten Elemente (528) vorgesehen ist mit wenigstens einem Abschnitt, der einen größeren Widerstand gegenüber radialer Kompression aufweist als wenigstens ein Abschnitt von wenigstens einem der ersten (501), zweiten (504), dritten (507) und vierten Elemente (510).
49. Stent gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Stent selbst expandierend ist.
50. Stent gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Stent durch einen Ballon expandiert wird.

30.07.01

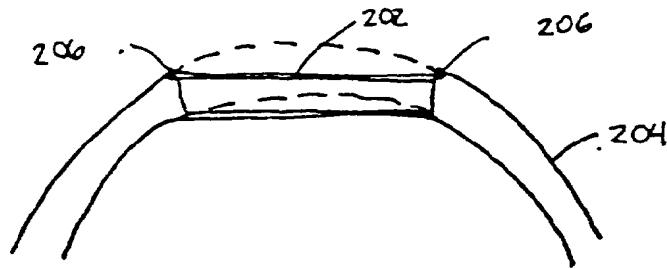


FIG. 1

Stand der Technik

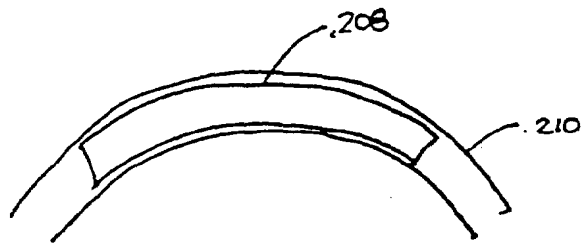


FIG. 2

DE 201 08 765 U1

30.07.01

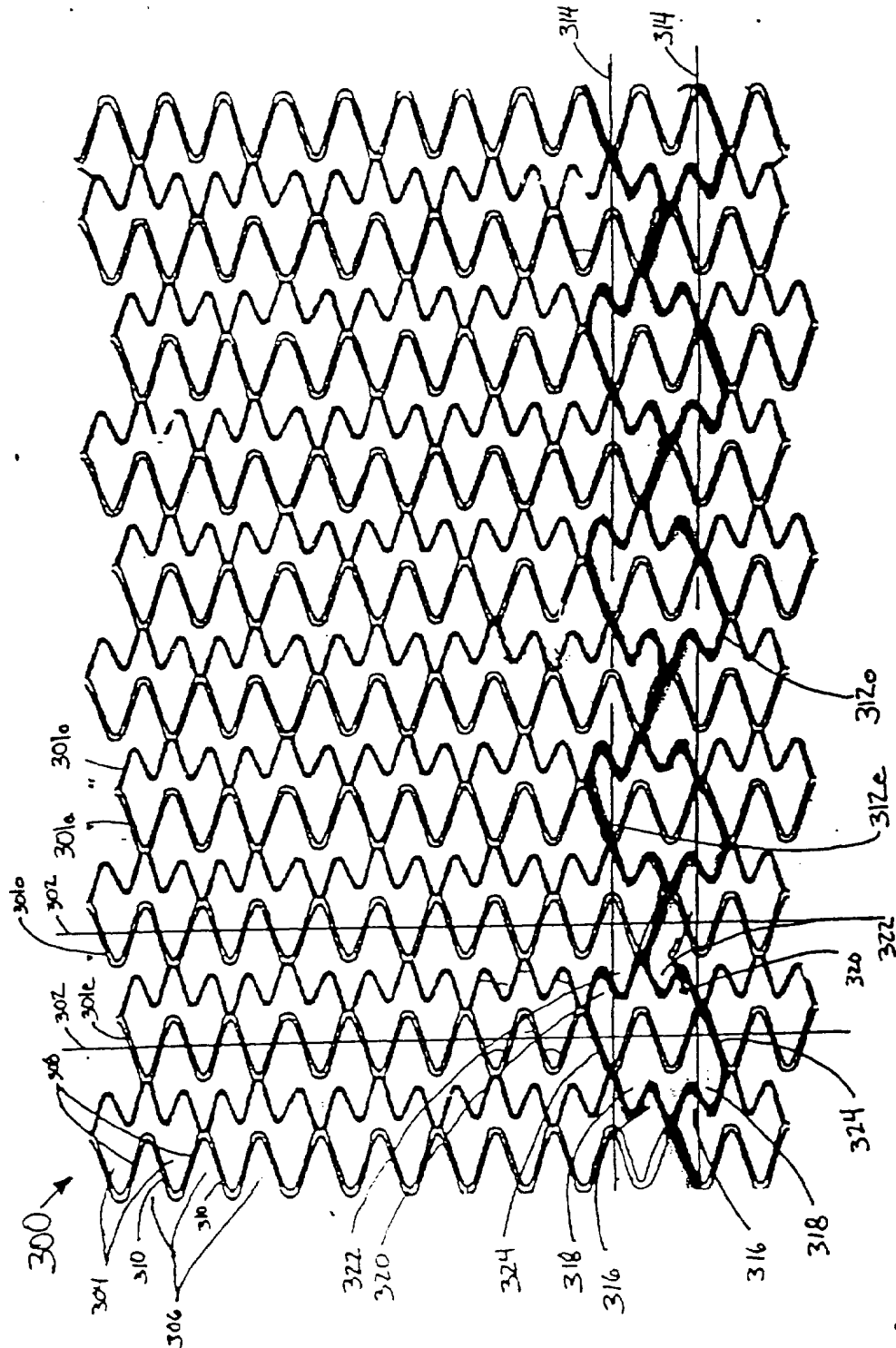


FIG. 3

DE 201 08 765 U1

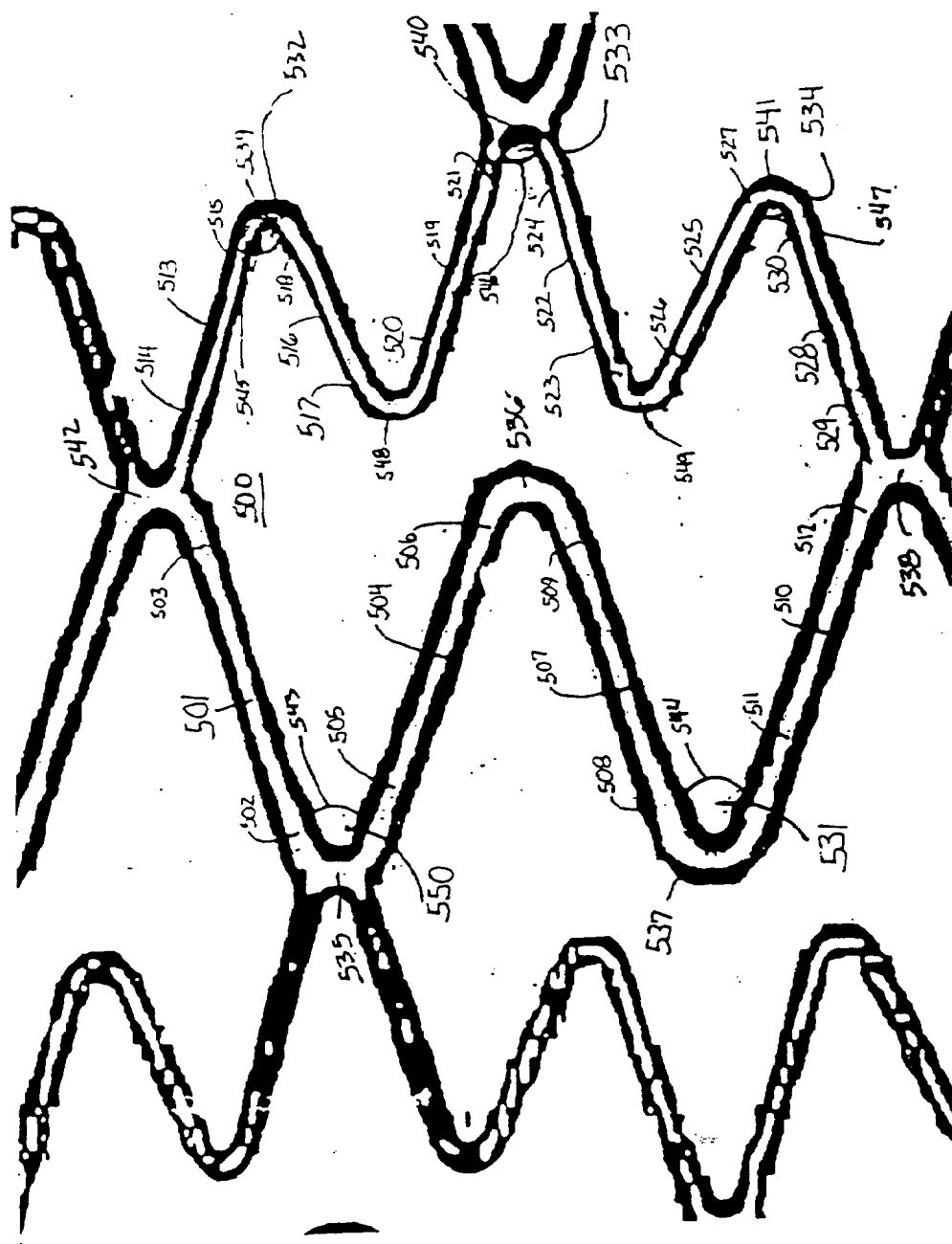


FIG. 4



DE 201 06 765 01

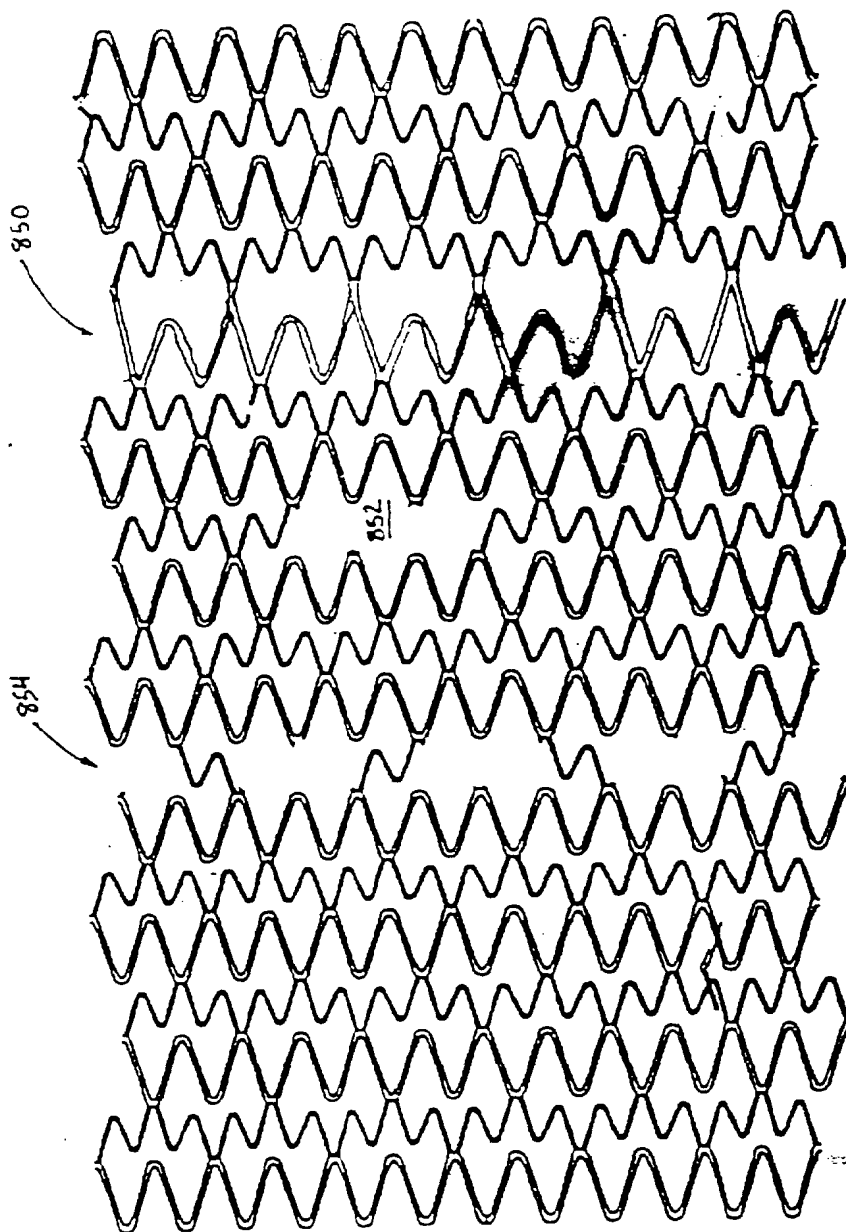


FIG. 11



30.07.01

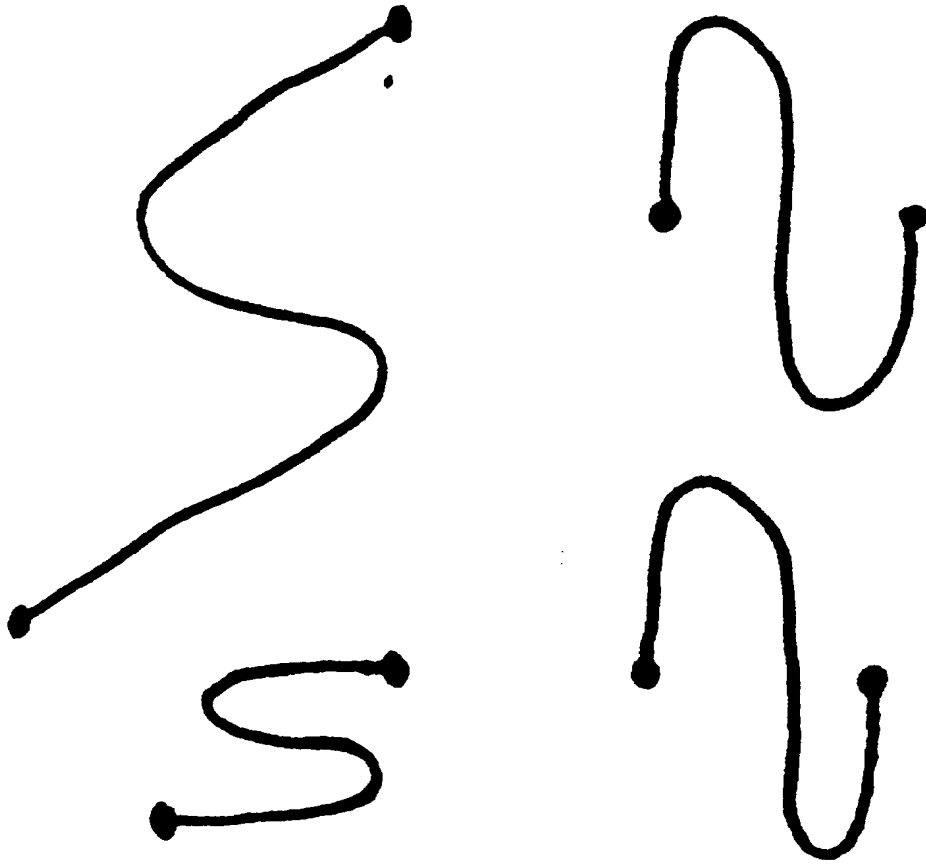


FIG. 14

DE 20108765 U1